

Aus der Inneren Abteilung des Städt. Humboldt-Krankenhauses
Berlin-Reinickendorf

Ärztlicher Direktor und Chefarzt der Inneren Abteilung:
Privatdozent Dr. med. habil. Johannes A. Schneider

ZWEI BEITRÄGE ZUR ERLEICHTERUNG
DER KARDIOELEKTRISCHEN ÜBERWACHUNG
IN DER INTENSIVPFLEGE

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

an den

Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

1973
—

vorgelegt von
Gerfried Beyer
aus Röversdorf

Aus der Inneren Abteilung des Städt. Humboldt-Krankenhauses
Berlin-Reinickendorf

Ärztlicher Direktor und Chefarzt der Inneren Abteilung:

Privatdozent Dr. med. habil. Johannes A. Schneider

Zwei Beiträge zur Erleichterung
der kardioelektrischen Überwachung
in der Intensivpflege

INAUGURAL - DISSERTATION

zur

Erlangung der medizinischen Doktorwürde

an den

Medizinischen Fachbereichen der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Gerfried Beyer
Röversdorf

Referent: Priv. Doz. Dr. med. habil. J. A. Schneider

Korreferent: Professor Dr. med. Horst Schmutzler



Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 19. Dezember 1973

Disposition

I. Einleitung

II. Entwicklung und Erprobung eines für die Intensiv- therapie geeigneten elektrokardiographischen Ableitungssystems

III. Ein Gerät zur laufenden elektronischen Kontrolle des Monitor - Elektrodenkontaktes (Vorschlag zum Selbstbau)

IV. Literaturverzeichnis



Digitized by the Internet Archive
in 2026

I. Zwei Beiträge zur Erleichterung der kardio- elektrischen Überwachung in der Intensivpflege ---

Anlaß zu den folgenden zwei Beiträgen - der Erarbeitung eines standardisierten bipolaren thorakalen Ableitungssystems zur kardioelektrischen Überwachung in der Intensivpflege und die Konstruktion eines speziellen Transistorverstärkers für die laufende elektronische Kontrolle des Elektrodenkontaktes - waren Erfahrungen, die im Verlauf mehrerer Jahre auf der Internen Abteilung eines mittelgroßen nordberliner Krankenhauses gesammelt werden konnten.

Die im Verhältnis zum großen Einzugsgebiet von über 200 000 Einwohnern sehr geringe Bettenzahl von ca. 150 internen Betten schafft Probleme, die sich in gleicher oder ähnlicher Form auch für zahlreiche andere Kliniken ergeben dürften.

Das Städtische Humboldt-Krankenhaus ist das einzige Unfall-Krankenhaus des sehr großen Bezirkes Berlin-Reinickendorf und wird bei der Klinikeinweisung von Akutfällen sowie bei Fällen sogenannter "Erster Hilfe" von der Feuerwehr und den Wagen des Rettungsdienstes

als erste Klinik angefahren. Eine Weiterleitung der Patienten ist nur in Ausnahmefällen möglich und verbietet sich bei sehr schweren Erkrankungen von vornherein.

Obwohl die eingelieferten Kranken oftmals eine besonders intensive ärztliche und pflegerische Betreuung erfordern, besitzt das Städtische Humboldt-Krankenhaus wie viele Kliniken vergleichbarer Größe und vergleichbaren Einzugsgebietes keine Intensiv-Pflegestation. Auch wenn im Verlauf eines einzigen Tages mehr als 5 frische Myokardinfarkte zur Aufnahme gelangen, muß eine optimale Patientenversorgung im Rahmen einer normalen internen Station mit entsprechendem Arzt- und Schwestern-Schlüssel gewährleistet werden.

An Geräten stehen lediglich 4 EKG-Monitore, davon eines mit integriertem Defibrillator-Teil, und zwei Beatmungsgeräte zur Verfügung.

Die sich daraus ergebende Notwendigkeit zu häufigen intensivtherapeutischen Maßnahmen bei unzureichender personeller und apparativer Ausstattung zwang sehr bald dazu, nach Wegen zu suchen, herkömmliche Methoden zu rationalisieren.

Arzt und Schwester, die oftmals allein den Dienst versehen müssen, sollten nach Möglichkeit von allen unnötigen und störenden Einflüssen befreit werden, die sie von ihren eigentlichen Aufgaben ablenken könnten.

Als Beispiel dafür dürfen die häufigen Störungen (54, 69, 79, 89, 105) gelten, die sich bei der üblichen Anordnung der Moritorelektroden ergeben und die bisher vielfach als unvermeidbar nur wenig Beachtung fanden.

II. Entwicklung und Erprobung eines für die Intensivtherapie geeigneten elektrokardio- graphischen Ableitungssystems

Obwohl die im Handel befindlichen EKG-Monitore die gleiche Verkabelung und das gleiche Widerstandsnetzwerk wie normale EKG-Apparate besitzen, ist man recht bald von der Verwendung der üblichen Einthoven-, Goldberger- und Wilson-Ableitungen für die kardioelektrische Überwachung abgekommen.

Es zeigte sich nämlich, daß ein für die Diagnostik geeignetes System nicht notwendigerweise auch für die Überwachung geeignet sein muß.

Die üblichen Ableitungssysteme sollen Aussagen über den räumlichen Ablauf der myokardialen Erregung gestatten. Das klassische Ableitungssystem nach Einthoven (27) entstand aus praktischen Erwägungen heraus: Die Verwendung der Extremitäten zur Platzierung der Ableitungselektroden lag nahe. Die für den geringen Eingangswiderstand des Einthoven'schen Saitengalvanometers notwendigen großflächigen Elektroden ließen sich an den Extremitäten bequem unterbringen;

ihre Anordnung war jederzeit leicht reproduzierbar. Die theoretische Konzeption des Einthoven'schen Dreiecks wurde im wesentlichen anhand der Untersuchungsergebnisse entwickelt (11, 13, 14).

Die Extremitäten-Ableitungssysteme nach Wilson und Goldberger (16, 44) stellen nur eine Modifikation des Einthoven'schen Systems dar. Die ursprüngliche Absicht, durch ein einfaches Netzwerk "unipolare" Ableitungen zu schaffen, die etwa isolierte Aussagen über das rechte Herz gestatten, hat sich inzwischen längst als theoretisch nicht haltbar erwiesen. Obwohl aber diese Systeme keine über das Einthoven'sche Dreieck hinausgehende Information enthalten, haben sie sich inzwischen in der praktischen Elektrokardiographie fest eingebürgert, weil sie die Auswertung von Elektrokardiogrammen erleichtern.

Die jüngste Entwicklung von EKG-Ableitungssystemen, nämlich die orthogonaler Ableitungen, geschah nur im Hinblick auf die Vektorkardiographie (6, 27, 45, 47, 67, 81, 111, 112) und die Auswertung des EKGs durch die Elektronische Datenverarbeitung (9, 46). Bei diesen Systemen wird wenig Rücksicht auf Einfachheit und Bequemlichkeit genommen, wie z. B. das System

nach Rijlant mit 72 Elektroden deutlich erkennen läßt (15, 34, 48, 61, 62, 64, 65, 80, 82).

Eine für die Überwachung geeignete Ableitung (im folgenden $V_{\ddot{u}}$ genannt) erfordert keine nähere Aussage über den intraventrikulären Erregungsablauf. An eine solche Ableitung sind Ansprüche zu stellen, die in der diagnostischen Elektrokardiographie nur zweit-rangig sind.

Der Begriff der "Eignung" der $V_{\ddot{u}}$ läßt sich am klarsten darstellen als Quotient der Wiedergabegröße des EKG-Signals zu den störenden Einflüssen, d. h., eine Ableitung ist für die Überwachung um so geeigneter, je größer das EKG-Signal und je kleiner die störenden Einflüsse sind.

Hinsichtlich des EKG-Signals kommt es nur auf die abgeleitete Größe an.

Zu den störenden Einflüssen gehören Muskelpotentiale, vagabundierende Wechselstromfelder, Behinderung der ärztlichen und pflegerischen Tätigkeit bei der Intensivversorgung sowie Belästigungen des Patienten.

Dieser Eignungsbegriff ist also wesentlich weiter gefaßt als der physikalisch-technische Begriff des Störabstandes.

Eine Platzierung von Elektroden an den Extremitäten, wie sie bei den Ableitungssystemen von Einthoven, Wilson als auch Goldberger erfolgt, weist eine Anzahl von Nachteilen auf, die sie für eine $V_{\text{ü}}$ nicht geeignet erscheinen läßt: Die langen Kabelwege stören nicht nur den Patienten, sondern behindern auch ärztliche und pflegerische Verrichtungen, wie intravenöse Injektionen und Blutdruckmessungen.

Die herznahen Elektroden, wie sie bei den Brustwandableitungen nach Wilson und dem Nehb'schen Dreieck üblich sind, weisen andere Nachteile auf, die sich von denen der Extremitätenableitungen unterscheiden.

Die Anbringung einer oder beider Elektroden in Herznähe führt wegen der starken Krümmung der Ableitefeldlinien zu unüberschaubaren und kaum zu reproduzierenden Ableitebedingungen, so daß der erwünschte Effekt einer möglichst optimalen Wiedergabe des EKG-Signals nicht erreicht wird (39, 51, 103).

Herznahe Elektroden behindern u. U. entscheidende therapeutische Maßnahmen: Intrakardiale Injektionen, extrathorakale Herzmassage und Defibrillation können erst durchgeführt werden, nachdem die Elektroden entfernt wurden. Bis zum erneuten Anlegen ist der behandelnde Arzt "elektrisch blind" und kann sich nicht vom Erfolg oder Mißerfolg seiner therapeutischen Maßnahmen überzeugen.

Der herznahe Bereich ist noch aus anderen Gründen für die Anbringung der Elektroden wenig empfehlenswert. Beim Manne befindet sich in diesem Bereich die stärkste Brustbehaarung, bei der Frau können die oftmals adipösen Brüste den Elektrodensitz recht erheblich beeinträchtigen.

Eine weitere Beschränkung des für die Anbringung der Elektroden geeigneten Areals kann durch deren Form gegeben sein.

Sieht man von den selten benutzten subkutanen Elektroden ab, so werden heute für die Thoraxableitungen bei der elektrokardiographischen Überwachung durchweg scheiben- oder napfförmige Elektroden benutzt, die mit

selbstklebendem Material auf der Haut befestigt werden (29, 66).

Die scheibenförmigen Elektroden haben aufgrund ihrer flachen Bauweise den Vorteil, gegen unbeabsichtigtes Losreißen sicherer zu sein und den Patienten auch dann nicht zu belästigen, wenn sie am Rücken angebracht werden.

Im Handel befindet sich eine große Anzahl von Modellen, die sich bei der Telemetrie und Ergometrie gut bewährt haben. Diese Elektroden sind z. T. flexibel und haben speziell behandelte Oberflächen, die die Polarisierung stark vermindern.

In der Praxis zeigt sich allerdings, daß diese Eigenschaften für die Überwachung akut Kranker nur von zweitrangiger Bedeutung sind.

Wichtiger erscheint, daß die Elektroden auch von ungeübten Personen in der Eile zuverlässig angelegt werden können, daß eine ausreichende Menge von Elektrodenpaste nicht zu einem Verschmieren der Klebefläche führt und

daß die Haftung nicht durch eine schweißige Hautoberfläche - wie etwa im Schock - wesentlich beeinträchtigt wird.

Wir verwenden deshalb seit über zwei Jahren die von W. Rönitz 1968 entwickelten napfförmigen Elektroden aus V2A-Stahl, die eine ausreichende Menge von Elektrodenpaste aufnehmen können, ohne daß dabei die Haftfähigkeit der Klebefläche beeinträchtigt wird.

Diese Elektroden liegen aber nicht so flach wie die scheibenförmigen an und zwingen dadurch zum Verzicht auf dorsale Ableitungsstellen.

Zusammenfassend kann also festgestellt werden, daß zur Vermeidung der geschilderten Nachteile für die Anbringung der Elektroden nur die ventrale Oberfläche des Körperstammes unter Aussparung des herznahen Bereichs in Frage kommt.

Damit sind störende Einflüsse weitgehend ausgeschaltet. Der Nenner des vorstehend erwähnten Eignungsbegriffes ist also so klein geworden, wie es unter praktischen Bedingungen möglich erscheint. In der Folge muß nun

untersucht werden, wie der Zähler dieses Begriffes möglichst groß gehalten wird, d. h., eine Maximierung des abgeleiteten EKG-Signals erzielt werden kann.

In vielen Kliniken werden Varianten der Einthoven- und Wilson-Ableitungen (28, 59, 72, 86, 87, 96, 115, 119) oder bipolare Thoraxableitungen (23, 29) bevorzugt, wobei in den meisten Fällen der Sitz der einzelnen Elektroden der Empirie überlassen bleibt. Dieses Vorgehen erscheint nicht empfehlenswert, denn gute Ableitungsverhältnisse bei einem Patienten garantieren nicht auch solche beim nächsten. Die Folge muß ein erneutes Probieren und damit ein oftmals entscheidender Zeitverlust sein. Nur ein standardisiertes System kann bei allen Patienten gute bis befriedigende Resultate liefern.

Das Problem der Maximierung des EKG-Signals, oder anders formuliert, die Aufgabe, zu einem gegebenen kardioelektrischen Feld die Ableitung mit dem höchsten Potentialabgriff zu finden, läßt sich nur mittels vektorkardiographischer und ableitetheoretischer Überlegungen lösen (7, 45, 63, 71, 92, 98, 104).

Nach dem heute allgemein anerkannten Dipol-Konzept (20, 31, 47, 63, 76, 78, 81, 90, 95, 97, 100, 104) verhält sich das Herz hinsichtlich seiner von der Körperoberfläche ableitbaren Potentiale wie ein Dipol, der sich im Raume bewegt und dabei seine Stärke ändert. Der Dipol als gerichtete physikalische Größe läßt sich als Vektorpfeil darstellen, wobei die räumliche Lage des Dipols mit der Pfeilrichtung übereinstimmt und die Dipol-Stärke der Pfeillänge entspricht.

Die Größe des von einer beliebigen Ableitung abgegriffenen Dipol-Potentials ist gleich der Projektion des Vektors auf die sogenannte effektive Ableitungssachse (94).

Diese effektive Ableitungssachse ist identisch mit der Tangente an die Ableitungsfeldlinie (74, 104) im elektrischen Nullpunkt des Herzens (21, 36, 75, 88).

Die Ableitfeldlinien entsprechen nach dem Reziprozitätstheorem (102, 114) (Vertauschbarkeit von Meßeinrichtung und Generator) den elektrischen Feldlinien, die bei Anlegung einer Spannung an die für die Ableitung vorgesehenen Elektroden entstehen.

Diese elektrischen Feldlinien und damit auch die Ableitefeldlinien haben unter der Voraussetzung eines homogenen Leiters (20, 31, 32, 33, 35, 47, 78, 90) im Bereich der Verbindungsstrecke zwischen den beiden Elektroden einen geradlinigen Verlauf. Die Tangente an die Feldlinie ist also hier identisch mit der Feldlinie selbst.

Für die Praxis ergibt sich daraus die Folgerung, daß die Ableiteverhältnisse besonders einfach und übersichtlich sind, wenn der elektrische Nullpunkt des Herzens als Fußpunkt des Integralvektors (47, 91) auf der Verbindungsstrecke zwischen den beiden Ableiteelektroden liegt (74).

Ist das Vektorkardiogramm bekannt, läßt sich die optimale Plazierung der Elektroden leicht vorherbestimmen:

Die durch die beiden Thoraxelektroden und den elektrischen Nullpunkt des Herzens gegebene effektive Ableitungssachse muß mit der Richtung des maximalen Integralvektors zusammenfallen.

Dadurch ist die Möglichkeit gegeben, bei bekanntem VKG eine optimale Ableitung für die Überwachung zu finden. Für die Praxis hat diese Methode geringere Bedeutung, da nur in seltenen Fällen das VKG des zu überwachenden Patienten vorliegen dürfte.

Trotzdem sind diese Überlegungen auch zur Entwicklung einer standardisierten Elektroden-Anordnung geeignet, die bei einer möglichst großen Anzahl von Patienten eine möglichst große Annäherung an das Optimum erzielt.

Um die für eine solche Ableitung günstigsten Orte zur Anbringung der Elektroden zu ermitteln, ist es notwendig, bei einer größeren Anzahl von Patienten Vektorkardiogramme auszumessen.

Die in der Literatur angegebenen vektorkardiographischen Durchschnittswerte von Patientenkollektiven sind für unsere Zwecke ungeeignet.

Da wir unsere Untersuchungen mit dem heute allgemein gebräuchlichen Frank'schen Ableitungssystem (5, 94) durchführten, schieden mit anderen Systemen (1, 2, 12, 15, 17, 22, 34, 37, 38, 39, 41, 48, 58, 61, 62,

64, 65, 73, 74, 80, 82, 93, 113) ermittelte Werte von vornherein aus.

Ebenso ungeeignet erschienen Mittelwerte jüngerer und gesunder Kollektive (2, 3, 5, 8, 10, 17, 26, 30, 58, 70, 83, 99, 101, 117) sowie solche, die von Patientengruppen mit jeweils einem Krankheitsbild (1, 4, 5, 18, 19, 24, 41, 43, 50, 52, 53, 55, 57, 60, 77, 84, 106, 109, 110, 116, 118) ermittelt wurden.

Da das System $V_{\ddot{u}}$ in erster Linie für die Intensivpflege Verwendung finden soll, lag es nahe, zur Ermittlung der vektorkardiographischen Ausgangswerte gerade solche Patienten heranzuziehen, die bereits auf einer Wachstation behandelt wurden.

Wir benutzten für unsere Untersuchungen über 100 Vektorkardiogramme von Patienten, die im Verlauf ihres Klinikaufenthaltes intensiv überwacht werden mußten. In der Mehrzahl handelte es sich um Patienten mit Myokardinfarkten, schweren kardialen Dekompensationen und Herzrhythmusstörungen.

Die Vektorkardiogramme wurden nach den skalaren orthogonalen Frank'schen Ableitungen mittels eines von Kawel entwickelten Zeichengerätes (56) angefertigt.

Diese Methode erwies sich für unsere Zwecke als besonders vorteilhaft, weil von einem einzigen Herzzyklus alle Projektionen der Vektorschleife gezeichnet werden können, die Koordinaten bereits zu Beginn des Zeichenvorganges festliegen und die zeitlich korrespondierenden Punkte der Vektorschleife in allen Projektionen exakt definiert sind (Abb. 1).

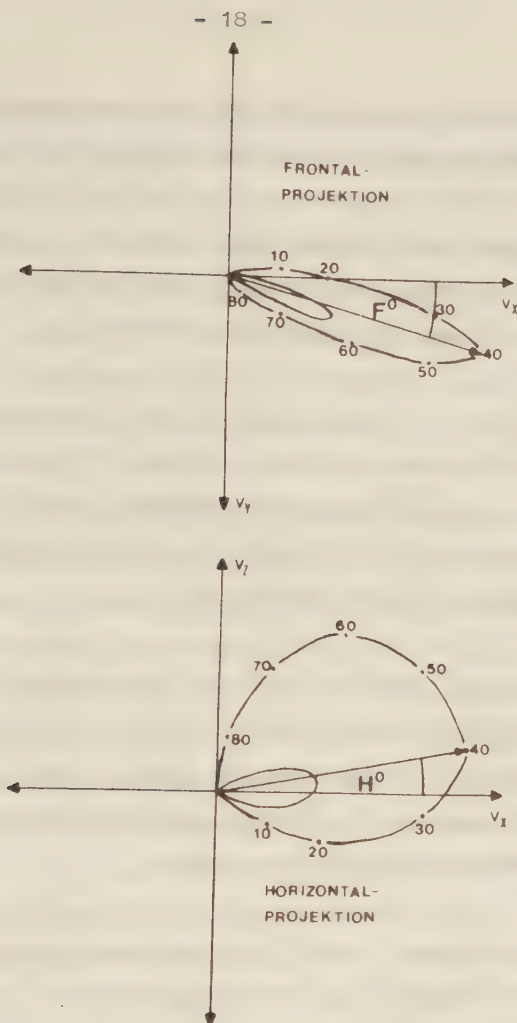


Abb. 1 Beispiel einer Messung von F^0 und H^0 in Frontal- und Horizontal-Projektion einer Vektorschleife (Bezifferung der Meßpunkte in msec. nach Erregungsbeginn. Zeichnung der Vektorschleife nach den skalar registrierten orthogonalen Frank'schen Ableitungen.)

So ließen sich genau und auf einfache Weise die Winkel des ersten maximalen Integralvektors in der Frontal- und Horizontalprojektion bestimmen. Die Bezeichnung dieser Winkel erfolgte in der international üblichen Weise nach den Richtlinien der American Heart Association (85):

Der Winkel, den der Vektor mit der x-Achse in der Frontalprojektion bildet, wird als F° bezeichnet; ist der Vektor nach unten gerichtet, erhält die Winkelangabe ein positives, bei der Richtung nach oben ein negatives Vorzeichen.

Der Winkel, den der Vektor mit der x-Achse in der Horizontalprojektion bildet, wird als H° bezeichnet; ist der Vektor nach vorn gerichtet, erhält die Winkelangabe ein negatives, bei der Richtung nach hinten ein positives Vorzeichen.

Die Abbildung 2 stellt die gemessenen Winkelwerte in der Frontal- und Horizontalprojektion dar. Das arithmetische Mittel der Meßwerte beträgt für die Frontalprojektion $F^{\circ} = + 15,3^{\circ}$, für die Horizontalprojektion $H^{\circ} = + 10,3^{\circ}$. Wird um den Punkt mit diesen

Koordinaten ein Kreis mit dem Radius 45° geschlagen, so liegen in ihm 91% aller Meßpunkte.

Das bedeutet, daß von einer effektiven Ableitungsachse, die durch den Punkt des arithmetischen Mittels verläuft, in 91% der Fälle als ungünstigster Wert immer noch 70% des maximal abgreifbaren Potentials abgeleitet werden.

Von den 11 außerhalb des 45° -Kreises liegenden Meßpunkten handelte es sich bei 9 um solche von Patienten mit Kammer-Hybertrophien, deren Vektorschleife einen ausgesprochenen bosigen Verlauf nach links erkennen ließ (52, 110, 116). Eine rechnerische Kontrolle zeigte, daß zwar der eigentliche Maximalvektor zum Teil erheblich von der Achse des arithmetischen Mittelwertes abwich, daß aber frühere oder spätere Momentanvektoren sich mit Werten zwischen 70% und 90% des Maximalvektors auf diese Achse projizierten.

Lediglich bei zwei Patienten mit ausgedehnten Herzvorderwandinfarkten, die durch einen nahezu vollständigen Verlust nach links gerichteter Teilvektoren zu einer extremen Verlagerung der

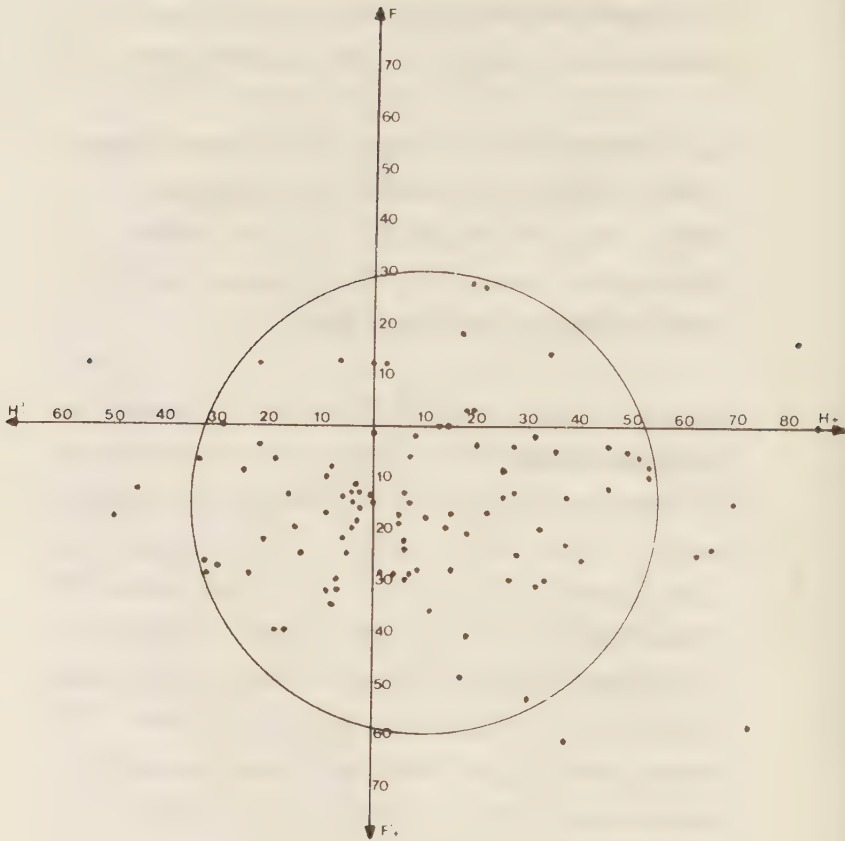


Abb. 2 Darstellung der Winkelwerte von maximalen Integralvektoren bei 102 intensiv-überwachten Patienten. Kreis: 45°-Bereich um den arithmetischen Mittelpunkt

Vektorschleife nach hinten und oben geführt hatten, konnte nur eine unzureichende Projektion des Maximalvektors auf die durch den Punkt des arithmetischen Mittels verlaufende effektive Ableitungssachse erfolgen. Allerdings müssen in diesen beiden Fällen auch sämtliche anderen üblichen Ableitungssysteme versagen.

(In diesen beiden Fällen konnte durch die Wahl einer von vorn unten nach hinten oben verlaufenden Ableitungssachse - wie theoretisch zu erwarten - sehr gute Resultate erzielt werden.)

Nach den im ersten Teil dieser Arbeit erwähnten Gesetzmäßigkeiten ist es nicht schwierig, für eine gegebene effektive Ableitungssachse die entsprechenden Ableitungspunkte zu finden.

Die geforderte effektive Ableitungssachse mit geradem Feldlinienverlauf ist durch drei Punkte festgelegt: Durch die beiden Elektroden und durch den elektrischen Mittelpunkt des Herzens. Der elektrische Mittelpunkt des Herzens darf nach zahlreichen Untersuchungen beim liegenden Patienten in Höhe des parasternal bestimmten 4. ICR wenige Zentimeter links von der

mittleren Sagittalebene und wenige Zentimeter vor der durch die beiden Medioaxillarlinien gebildeten Ebene angenommen werden (21, 32, 35, 36, 39, 47, 75, 83, 88, 92).

Da nach zahlreichen Untersuchungen (20, 31, 32, 33, 35, 47, 78, 90) die Inhomogenität des Körnerfeldes vernachlässigt werden kann, genügt es, nach Röntgenaufnahmen und Gipsabdrücken des Thorax mehrerer Versuchspersonen die beiden Punkte auf der Thoraxoberfläche zu ermitteln, deren Verbindungslinie einerseits durch den elektrischen Mittelpunkt des Herzens verläuft und die andererseits - entsprechend dem erwähnten arithmetischen Mittelwert - mit der Frontalebene einen Winkel von $+ 10^{\circ}$ und mit der Horizontalebene einen Winkel von $+ 15^{\circ}$ bildet (Abb. 3).

Hierbei zeigte sich, daß die eine Elektrode in Höhe des 3. ICR in der vorderen rechten Axillarlinie und die andere in Höhe des parasternal bestimmten 5. ICR in der linken Medioaxillarlinie anzubringen waren.

Diese Ableitung erfüllt alle Bedingungen, die eingangs an die standardisierte Überwachungs-Ableitung V_{II} gestellt wurden.

Um diese teilweise theoretisch ermittelten Werte unter praktischen Bedingungen zu überprüfen, wurde von uns an über 30 Patienten folgender Versuch durchgeführt:

Bei diesen Patienten wurden jeweils 16 Elektroden über der linken vorderen Thoraxseite entsprechend der Abbildung 4 angelegt und die abgegriffenen maximalen EKG-Potentiale gegenüber der in Höhe des 3. ICR in der vorderen rechten Axillarlinie gelegenen Elektrode registriert.

Hierbei zeigte sich, daß die theoretischen Werte mit der Praxis vollständig übereinstimmten. Merkliche Abweichungen durch eine Inhomogenität des Körperfeldes konnten nicht beobachtet werden.

Die Ableitungen mit den Nummern 5, 6, 9 und 10 wurden bewußt gewählt, um zu demonstrieren, daß

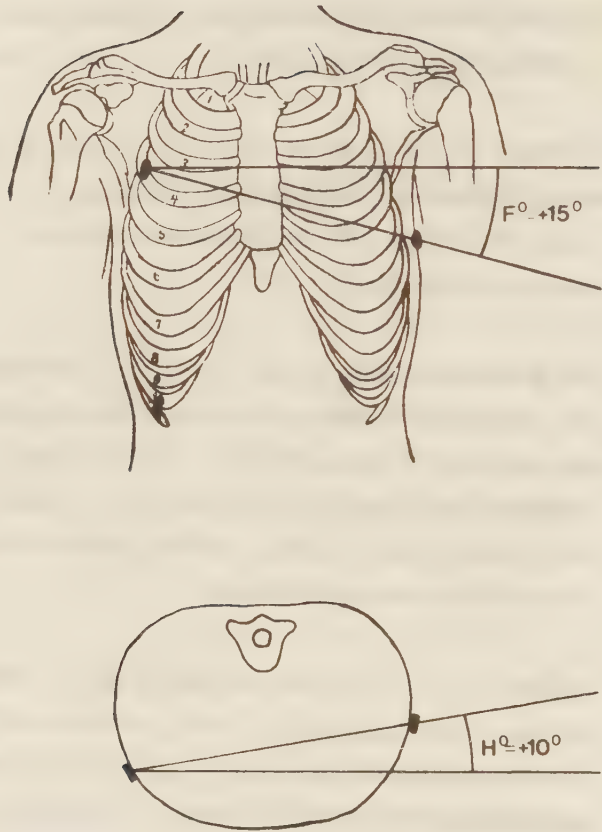


Abb. 3 Darstellung der effektiven Ableitungsachse des arithmetischen Mittelwertes unseres Patientenkollektivs anhand von Röntgenaufnahmen und Gipsabdrücken des Thorax.

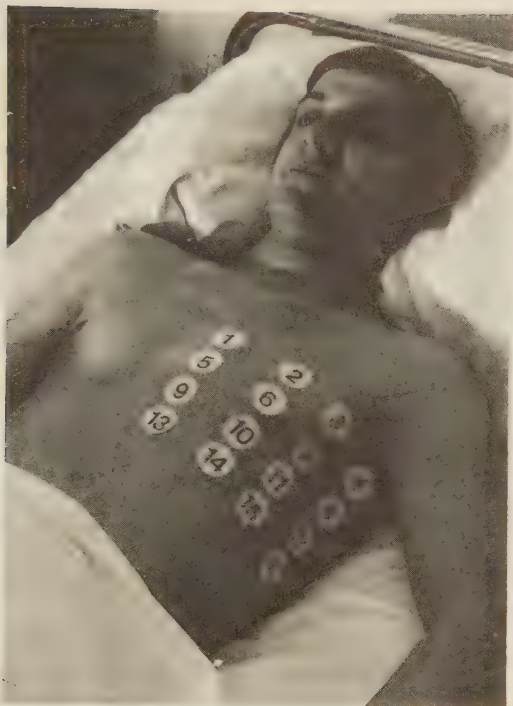


Abb. 4 Versuchsanordnung zur Überprüfung der theoretisch ermittelten Werte anhand von 31 Patienten. 16 linksthorakale Elektroden wurden jeweils parasternal, medioclavicular, antero- und medioaxillar in Höhe der parasternal bestimmten ICR 3, 4, 5 und 6 angelegt.

(Die in der rechten VAL in Höhe des parasternal bestimmten 3. ICR gelegene Gegenelektrode ist in der Abbildung nicht dargestellt.)

die herznahen Ableitungen - wie vielfach angenommen - keine höheren Potentiale abzuleiten gestatten.

Ein Anlegen der indifferenten Elektrode (schwarz) erwies sich nur dann als notwendig, wenn der Patient eine hohe Störspannung durch vagabundierende Wechselstromfelder (Netzspannung) führte.

In diesen Fällen hat es sich als praktisch erwiesen, die indifferente Elektrode entweder im linken Schultergürtelbereich oder im abdominalen Bereich anzubringen.

Zusammenfassung:

Aufgrund ableitetheoretischer und vektorieller Überlegungen wurde ein bipolares thorakales Ableitungssystem für die Intensiv-Überwachung vorgeschlagen, das die Registrierung eines maximalen EKG-Signals bei geringster Störung durch Muskelnotentiale gestattet und durch seine Elektrodenanordnung und Verkabelung diagnostische, therapeutische und pflegerische Maßnahmen nicht behindert.

III. Ein Gerät zur laufenden elektronischen Kontrolle
des Monitor - Elektrodenkontaktes
(Vorschlag zum Selbstbau)

Bei der kardioelektrischen Dauerüberwachung ist der mangelhafte Kontakt einer oder mehrerer Hautelektroden (42) ein ebenso häufiges wie lästiges Ereignis:

Der durch die dann registrierten Wechselstrom-Potentiale bei den meisten Monitor-Typen ausgelöste Tachykardie-Alarm erschreckt nicht nur den überwachten Kranken und etwaige Mitpatienten, sondern zwingt auch die oftmals allein den Dienst versiehende Schwester, jede andere - bisweilen sehr wichtige - Tätigkeit zu unterbrechen.

Die Erfahrung zeigt, und es ist menschlich verständlich, daß bei häufig wiederholtem "blinden Alarm" die anfängliche Wachsamkeit nachläßt.

Kommt es dann zu einer Herzrhythmusstörung, können auf diese Weise kostbare Sekunden verlorengehen bis zum Einsetzen einer entsprechen-

den Therapie.

In letzter Zeit werden durch einige Firmen Monitore hergestellt, die einen gesonderten "Elektroden-Alarm" besitzen:

Die bei mangelhaftem Kontakt vom Verstärker registrierten Wechselstrompotentiale lösen über einen Frequenzfilter einen Alarm aus, der vom Bradykardie- bzw. Tachykardie-Alarm deutlich zu unterscheiden ist.

Da es aber wirtschaftlich nicht vertretbar erscheint, herkömmliche und im laufenden klinischen Einsatz befindliche Geräte in diesem Sinne umzurüsten, verbleibt eine technologische Lücke, die durch das nachfolgend beschriebene Gerät geschlossen werden kann.

Das Gerät muß folgende Bedingungen erfüllen:

- 1) Es muß zuverlässig und unverwechselbar den mangelhaften Elektrodenkontakt anzeigen.

- 2) Es muß anspruchslos im Gebrauch und so einfach in der Konstruktion sein, daß es auch von Ungeübten zusammengebaut werden kann.
- 3) Es darf keinen einschneidenden Umbau des vorhandenen Monitors erfordern.
- 4) Es darf die Funktion des Monitors nicht stören.
- 5) Es muß eine schnelle und einfache Anpassung sowohl an unterschiedliche Körperwiderstände als auch an die elektrischen Eigenschaften des jeweils benutzten Monitor-Typs ermöglichen.

Diese Bedingungen werden durch die in Abbildung 5 wiedergegebene und beschriebene Schaltung erfüllt, der folgende Überlegungen zugrunde liegen: Jeder mangelhafte Elektrodenkontakt führt zwangsläufig zu einer Erhöhung des elektrischen Widerstandes. Wird der elektrische Widerstand zwischen zwei am Körper des Patienten angebrachten Elektroden laufend registriert, so läßt sich aus einem plötzlichen Anstieg auf einen nachlassenden Elektrodenkontakt schließen. Unter Verwendung eines einfachen zwei-

stufigen Gleichstromverstärkers mit Feldeffekttransistoren (40, 49) kann diese plötzliche Erhöhung des elektrischen Widerstandes zum Schalten eines Relais (107) benutzt werden (Abb. 6), das seinerseits die gewünschten Funktionen (Ausschaltung des Monitoralarmes, Einschaltung der Zimmerrufanlage) steuert.

Die Einfachheit der Schaltung einerseits und der niedrige Preis der überall erhältlichen elektronischen Bauteile andererseits ermöglichen auch Ungeübten einen mühelosen Selbstbau des Gerätes.

Die heute allgemein übliche Methode, die einzelnen Bauteile auf einer kleinen Platine mit geätzten Leiterbahnen (Abb. 7a und 7b) unterzubringen, hat sich bei uns sehr bewährt (108).

Die Relais-Ausgänge wurden von uns so verdrahtet, daß beim Durchschalten die Zimmerrufanlage sowie eine als Kontroll-Lampe dienende Leuchtdiode eingeschaltet und die

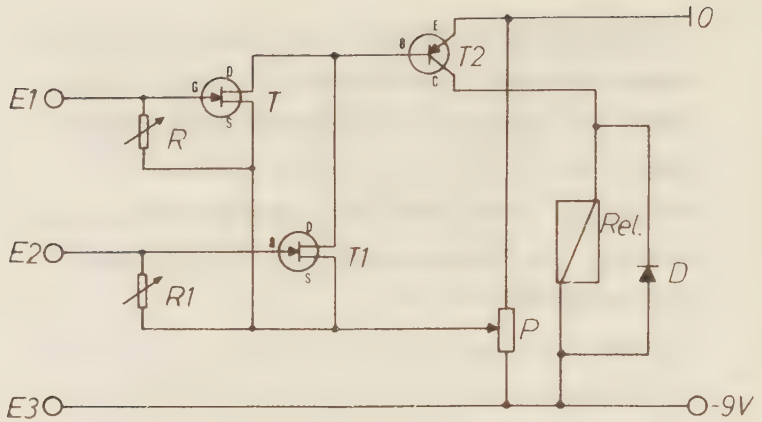


Abb. 5 Schaltung des Kontroll-Gerätes

Die beiden differentiellen Elektroden des Monitors haben mit E1 und E2 Kontakt, während E3 mit der indifferenten Elektrode verbunden ist. Dadurch entstehen zwei Spannungsteiler, deren erster aus dem Körperwiderstand des Patienten zwischen E1 und E2 und dem Regelwiderstand R, und deren zweiter aus dem Körperwiderstand zwischen E2 und E3 sowie dem Regelwiderstand R1 besteht.

Die zwischen Körperwiderstand und Regelwiderstand bestehenden Potentiale, die über das Potentiometer P von der Spannungsquelle gespeist werden, liegen den Gates der Feldeffekt-Transistoren T und T1 an. Die Drain-Ausgänge der beiden Feldeffekt-Transistoren steuern die Basis des pnp-Silizium-Transistors T2 (25).

Im Kollektorkreis dieses Transistors liegt das Relais Rel. mit der Schutzdiode D.

Das Potentiometer P beeinflusst über die Gate-Vorspannung den Arbeitspunkt der beiden Feldeffekt-Transistoren.

Bei ausreichendem Elektrodenkontakt sind die Körperwiderstände relativ niederohmig, so daß beide Gates über R und R1 sowie P genügend negatives Potential erhalten und zum Sperren von T und T1 führen.

Damit sperrt auch T2, und das Relais erhält keinen Arbeitsstrom.

Durch mangelhaften Elektrodenkontakt werden die Widerstände zwischen E1 und E3 oder E2 und E3 oder beide hochohmig. Dadurch erhalten die Gates von T oder T1 kein ausreichend negatives Potential, so daß die Basis von T2 über die Drain-Source-Strecken des einen oder beider Feldeffekt-Transistoren sowie P negativ angesteuert wird und zum Durchschalten von T2 führt. Durch die leitend gewordene Emitter-Kollektor-Strecke wird dem Relais Strom zugeführt.

Das Zusammenwirken von T und T1 entspricht durchaus einer einfachen logischen Schaltung im Sinne einer negierten Und-Funktion (68): Nur wenn die Gates von T und T1 negatives Potential erhalten, schaltet das Relais nicht durch.

Die Regelwiderstände R und R1 verändern die Empfindlichkeit des Systems, das dadurch auch an extreme Körperwiderstände und besondere Monitor-Eigenschaften angepaßt werden kann.

Stückliste:

T, T1	Feldeffekt-Transistor BF 245
T2	nnp-Silizium-Transistor BD 136
R, R1	Regelwiderstand 1 M Ω
P	Potentiometer 4,7 K Ω
Rel.	Relais PR 16
D	Silizium-Diode BY 127

Alarm-Kontakte des Monitors außer Betrieb gesetzt werden.

Das Gerät (Abb. 8) hat sich in längerem praktischen Einsatz gut bewährt. Kommt es nun zu einem Monitor-Alarm, so ist dieser mit Sicherheit durch eine Bradykardie oder Tachykardie ausgelöst worden. Bei mangelhaftem Elektroden-Kontakt spricht das Relais an: Während der Monitor in diesem Falle stumm bleibt, schaltet sich die Zimmerrufanlage ein, so daß die kontrollierende Schwester den Sitz der Elektroden korrigieren kann.

Zusammenfassung:

Es wurde ein einfaches elektronisches Zusatzgerät entwickelt, das Fehlalarme durch mangelhaften Elektrodenkontakt ausschließt und die pflegerische Arbeit wesentlich erleichtert.

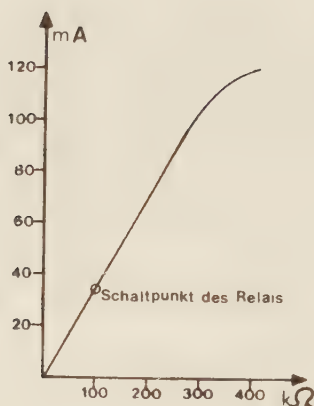


Abb. 6 Abhängigkeit des Relaisstroms vom Widerstand zwischen E1 und E3 bzw. E2 und E3 (entsprechend dem Körperwiderstand des Patienten), wenn R und R1 einen Widerstand von je 250 Kilo-Ohm aufweisen. Die steil und in weitem Bereich linear verlaufende Kurve garantiert eine sichere Funktion der Schaltung



Abb. 7a Ansicht der Platine des Überwachungs-
Gerätes von unten

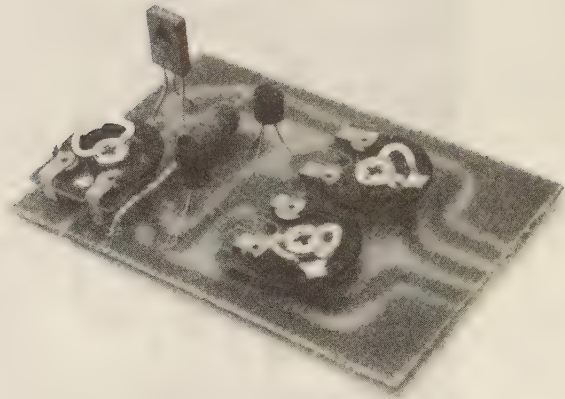


Abb. 7b Ansicht der Platine des Überwachungs-
Gerätes von oben

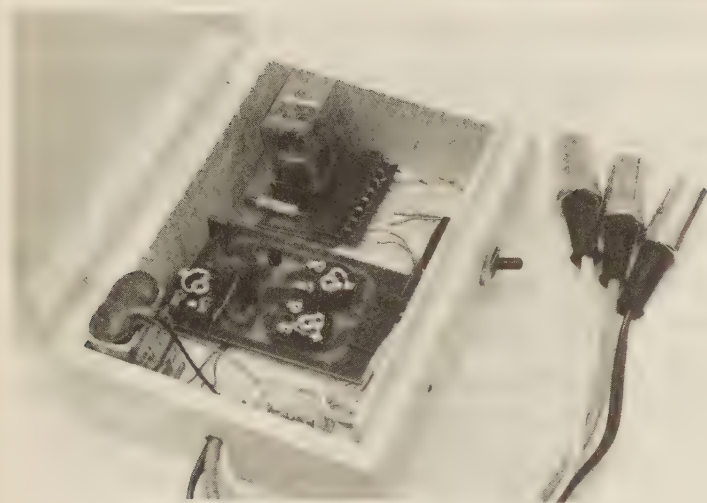


Abb. 8 Gesamtansicht des Überwachungs-
Gerätes

IV. Literaturverzeichnis

- 1) Abel, H. Arch. f. Kreislaufforsch. 37:168 (1962)
- 2) Abildskov, J. A. Circulation 12:286 (1955)
- 3) Abildskov, J. A. et al. Circulation 13:263 (1956)
- 4) Abildskov, J. A. et al. Am. Heart J. 55:104 (1958)
- 5) Abramson, H. Canad. M. A. J. 89:47 (1963)
- 6) Ayala y de Landero, C. Am. Heart J. 45:60 (1953)
- 7) Ayala y de Landero, C. Am. Heart J. 48:894 (1954)
- 8) Beswick, F. W. Am. Heart J. 67:657 (1964)
- 9) Blatt, E. Med. Ass. 11:26 (1971)
- 10) Bristow, J. D. Am. Heart J. 61:242 (1961)
- 11) Brody, D. A. et al. Am. Heart J. 45:263 (1953)
- 12) Brody, D. A. et al. J. Appl. Physiol. 6:745 (1954)
- 13) Brody, D. A. Am. Heart J. 48:730 (1954)
- 14) Brody, D. A. et al. Am. Heart J. 51:211 (1956)
- 15) Brody, D. A. et al. Circulation 29/II:533 (1964)
- 16) Bryant, J. M. et al. Am. Heart J. 37:321 (1949)
- 17) Burch, G. E. et al. Circulation 7:558 (1953)
- 18) Burch, G. E. et al. Circulation 12:418 (1955)
- 19) Burch, G. E. et al. Circulation 13:360 (1956)
- 20) Burger, H. C. et al. Am. Heart J. 48:249 (1954)
- 21) Burger, H. C. Am. Heart J. 49:581 (1955)
- 22) Burger, H. C. et al. Am. Heart J. 51:26 (1956)

- 23) Cossio, P. et al. Am. Heart J. 51:366 (1956)
- 24) Dahl, J. C. et al. Am. Heart J. 45:841 (1953)
- 25) Dorsch, D. "Schaltungen mit neuen Halbleitern"
Verlag Frech, Stuttgart-Botnang 1969
- 26) Draper, H. W. et al. Circulation 30:853 (1964)
- 27) Einthoven, W., Fahr, G., de Waart, A.
Pflügers Archiv 150:275 (1913)
- 28) Fleisch, A. O. Cardiologia 44:177 (1964)
- 29) Fluck, D. C. et al. Lancet I:1405 (1966)
- 30) Forkner, C. E. et al. Am. Heart J. 62:237 (1961)
- 31) Frank, E. Am. Heart J. 48:738 (1954)
- 32) Frank, E. et al. Circulation 9:555 (1954)
- 33) Frank, E. et al. Circulation 9:724 (1954)
- 34) Frank, E. Circulation 10:101 (1954)
- 35) Frank, E. Circulation 12:406 (1955)
- 36) Frank, E. Am. Heart J. 49:670 (1955)
- 37) Frank, E. Am. Heart J. 51:34 (1956)
- 38) Frank, E. Circulation 13:737 (1956)
- 39) Gardberg, M. Circulation 9:563 (1954)
- 40) Gelder, E. "Der Transistor als Schalter"
Telekosmos-Verlag, Stuttgart 1966
- 41) Gelfand, D. et al. Cardiologia 26:228 Fasc. 4 (1955)
- 42) Gentile, C. Am. Heart J. 51:906 (1956)
- 43) Giegler, I. "Das Dt. Gesundheitswesen" 22:241 (1967)
- 44) Gillmann, H. Z. f. Kreislaufforsch. 40:355 (1951)

- 45) Gillmann, H. "Einführung in die vektorielle
Deutung des EKG", Darmstadt 1954
- 46) Gillmann, H. Z. f. Kreislaufforsch. 57:1 (1968)
- 47) Helm, R. A. Am. Heart J. 49:135 (1955)
- 48) Helm, R. A. Am. Heart J. 53:415 (1957)
- 49) Hillebrand, F. et al. "Feldeffekttransistoren
in analogen und digitalen Schaltungen",
Franzis-Verlag, München 1972
- 50) Hoffmann, I. et al. Circulation 29:562 (1964)
- 51) Hopff, L. et al. Arch. f. Kreislaufforsch. 40:236 (1963)
- 52) Horan, L. G. et al. Circulation 10:728 (1954)
- 53) Hugenholtz, P. G. et al. Circulation 30/II:511 (1964)
- 54) Kaindl, F. et al. "Kardiologische Aspekte"
Intensivstation, -pflege, -therapie
v. Kucher, R. et al., Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1972
- 55) Karlen, W. S. et al. Am. Heart J. 51:839 (1956)
- 56) Kawel, H. G. et al. Diagnostik 5:743 (1972)
- 57) Khalil, M. A. Inaugural-Diss., FU Berlin 1971
- 58) Klajman, A. et al. Am. J. of Card. 11:187 (1963)
- 59) Klepzig, H. et al. Z. f. Kreislaufforsch. 45:741 (1956)
- 60) Kovats-Hopff, L. et al. Cardiologia 48:269 (1966)
- 61) Kowarzyk, H. et al. Sonderdruck, Med. Hoch-
schule Wroclaw 1961
- 62) Kowarzyk, H. et al. Pol. Med. J. Vol. IV-4:687 (1965)

- 63) Kowarzyk, H. et al. Verhandl. d. 6. Internat.
Coll. vectorcardiographicum 1965 in Leipzig,
Diskussion, Jena 1965
- 64) Kowarzyk, H. Internationales Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 65) Kowarzykowie, H. et Z. Bulletin de la Société des
amis des Sciences et des Lettres de Poznań;
Série C, XV (1966)
- 66) Krasno, L. R. et al. Am. Heart J. 49:774 (1955)
- 67) Lichtlen, P. "Klinische Vektor-Elektrokardiographie",
Springer-Verlag, Berlin-Heidelberg-New York 1969
- 68) Link, W. "Schaltungen der Digital-Elektronik",
Verlag Frech, Stuttgart-Botnang 1968
- 69) Lutz, H. Anaesthesiologie und Wiederbelebung 48:73 (1970)
- 70) Lyon, A. F. et al. Brit. Heart J. 30:172 (1968)
- 71) Marchand, N. et al. Circulation 12:838 (1955)
- 72) Master, A. M. et al. Am. Heart J. 24:777 (1942)
- 73) McFee, R. et al. Circulation 8:554 (1953)
- Circulation 9:255 (1954) - Circulation 9:868 (1954)
- 74) McFee, R. et al. Am. Heart J. 62:93 (1961)
- 75) Moore, S. R. et al. Am. Heart J. 51:405 (1956)
- 76) Moreira, J. A. Am. Heart J. 49:880 (1955)
- 77) Oberwittler, W. Med. Welt 18:607 (1967)
- 78) Okada, R. H. Am. Heart J. 51:489 (1956)

- 79) Pflüger, H. "Kurzlehrbuch der modernen Anästhesie",
Schattauer-Verlag, Stuttgart 1966
- 80) Pipberger, H. V. et al. Proc. Long Island Jw. Hosp.
Symposium Vectorcardiography - Amsterdam 1966
- 81) Pipberger, H. V. Arch. f. Kreislaufforsch. 29:58 (1959)
- 82) Pipberger, H. V. et al. Circulation Res. 6:239 (1958)
- 83) Pipberger, H. V. et al. Circulation 35:536 (1967)
- 84) Porthune, H. Arch. f. Kreislaufforsch. 28:56 (1958)
- 85) Report of Committee on Electrocardiography,
Am. Heart Association, "Recommendations for
Standardization ..." Circulation 35:583 (1967)
- 86) Rosenkranz, K. A. et al. Z. f. Kreislaufforsch. 53:615 (1964)
- 87) Roskamm, H. Med. Klin. 65:1393 (1970)
- 88) Sangiorgi, M. Internat. Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 89) Satter, P. et al. "Frischoperiertenstation und
Intensivpflege", J. A. Barth, München 1971
- 90) Sayers, B. A. et al. Am. Heart J. 49:323 (1955)
- 91) Schaefer, H. "Das Elektrokardiogramm
Theorie und Praxis", Stuttgart 1951
- 92) Schaefer, H. et al. Pflügers Arch. 255:251 (1952)
- 93) Schaffer, A. I. et al. Am. Heart J. 45:448 (1953)
- 94) Schaffer, A. I. Am. Heart J. 51:588 (1956)
- 95) Schmitt, O. H. et al. Am. Heart J. 45:416 (1953)

- 96) Schollmeyer, P. Therapiewoche 1:51 (1971)
- 97) Schubert, E. Internat. Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 98) Schuhfried, F. Internat. Kolloquium für
Vektorkardiographie, Wien 1967
- 99) Shillingford, J. et al. Brit. Heart J. 13:233 (1951)
- 100) Simonson, E. et al. Am. Heart J. 45:655 (1953)
- 101) Simonson, E. et al. Circulation 9:105 (1954)
- 102) Sodi-Pallares, D. Am. Heart J. 51:647 (1956)
- 103) Spahr-Hartmann, I. et al. Arch. f. Kreislauf-
forsch. 37:299 (1962)
- 104) Stallmann, F. W. Arch. f. Kreislaufforsch. 25:291 (1957)
- 105) Steinbereithner, K. et al. "Überwachung des Patienten"
Intensivstation, -pflege, -therapie,
Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1972
- 106) Stern, E. A. et al. Am. Heart J. 51:53 (1956)
- 107) Stöckel, H. "Relais-Schaltungen",
Verlag Frech, Stuttgart-Botnang 1970
- 108) Sutaner, H. "Gedruckte Schaltungen",
Franzis-Verlag, München 1966
- 109) Taymor, R. C. et al. Circulation 30:865 (1964)
- 110) Varriale, P. et al. Circulation 33:569 (1966)
- 111) Wenger, R. "Klinische Vektorkardiographie",
Darmstadt 1969

- 112) Wenger, R. "Aktuelle Probleme der Vektorkardiographie", Stuttgart 1968
- 113) Whipple, G. H. Am. Heart J. 45:823 (1953)
- 114) Wilson, F. N. et al. Am. Heart J. 37:493 (1949)
- 115) Witham, A. C. et al. Am. Heart J. 51:199 (1956)
- 116) Yano, K. et al. Am. Heart J. 67:44 (1964)
- 117) Young, E. et al. Am. Heart J. 51:713 (1956)
- 118) Younossi, K. Inaugural-Diss., FU Berlin 1970
- 119) Zerdick, J. et al. Z. f. Kreislaufforsch. 58:1128 (1969)

An dieser Stelle möchte ich Herrn Privatdozent
Dr. med. habil. Johannes A. Schneider für die
Überlassung der Themen danken.

Außerdem gilt mein besonderer Dank Herrn Dr. med.
Horst Günter Kawel, der mir wertvolle Anregungen
gab und mir stets half, auftretende Schwierig-
keiten zu beseitigen.

Lebenslauf

Am 26. Februar 1943 wurde ich als erster Sohn des prakt. Arztes Dr. med. Gottfried Beyer und seiner Ehefrau Marianne in Röversdorf, Kreis Goldberg, in Schlesien geboren.

Nach der Evakuierung nach Mecklenburg besuchte ich die Grundschule in Altentreptow vom Sommer 1949 bis zu unserer Flucht nach West-Berlin im Jahre 1954. Hier setzte ich meine Schulausbildung fort und bestand am 4. 3. 1963 die Reifeprüfung an der Robert-Koch-Schule in Berlin-Kreuzberg.

Nach der Immatrikulation im Jahre 1963 an der Wilhelms-Universität in Münster bestand ich 1964 die naturwissenschaftliche Vorprüfung und 1966 die ärztliche Vorprüfung.

Mein klinisches Studium absolvierte ich an der Medizinischen Akademie zu Lübeck, an der ich am 10. 12. 1969 die ärztliche Prüfung ablegte. Im Januar 1970 begann ich dort meine Tätigkeit als Medizinalassistent und setzte sie im August 1970 am Städtischen Humboldt-Krankenhaus in Berlin fort. Nach meiner Voll-Approbation wurde ich als Assistenzarzt übernommen.

Nach über einjähriger chirurgischer Tätigkeit arbeite ich jetzt auf einer überwiegend kardiologischen Station der Inneren-Abteilung dieses Hauses.

